

#10

⑨ 日本国特許庁(JP)

⑩ 特許出願公開

⑫ 公開特許公報(A)

平2-215448

⑮ Int. Cl.³

識別記号

庁内整理番号

⑬ 公開 平成2年(1990)8月28日

A 61 B 8/08
G 01 N 29/20

8718-4C
8707-2C

審査請求 未請求 請求項の数 4 (全9頁)

⑭ 発明の名称 超音波診断装置

⑰ 特 願 平1-36694

⑱ 出 願 平1(1989)2月16日

⑲ 発 明 者 山 田 勇 神奈川県川崎市中原区上小田中1015番地 富士通株式会社
内
⑲ 発 明 者 司 波 章 神奈川県川崎市中原区上小田中1015番地 富士通株式会社
内
⑲ 発 明 者 村 上 敬 一 神奈川県川崎市中原区上小田中1015番地 富士通株式会社
内
⑲ 発 明 者 志 村 孚 城 神奈川県川崎市中原区上小田中1015番地 富士通株式会社
内
⑲ 出 願 人 富士通株式会社 神奈川県川崎市中原区上小田中1015番地
⑲ 代 理 人 弁理士 岡田 守弘

明 細 書

1. 発明の名称

超音波診断装置

2. 特許請求の範囲

(1) 受信した超音波信号から生体の散乱パラメータを算出・表示する超音波診断装置において、

生体内の血液からの散乱パワーを算出する血液散乱パワー算出手段(6)と、

生体内の被測定対象の組織からの散乱パワーを算出する組織散乱パワー算出手段(6)と、

上記血液散乱パワー算出手段(6)により算出した血液の散乱パワーから被測定対象の組織の位置における血液散乱パワーを推定し、この推定した血液散乱パワーによって、上記組織散乱パワー算出手段(6)により算出した組織散乱パワーを正規化し、組織の散乱パラメータを算出する散乱パラメータ算出手段(7)とを備え、

この算出した被測定対象の組織の散乱パラメータ

を表示するように構成したことを特徴とする超音波診断装置。

(2) 請求項第(1)項において、上記血液の散乱パワーが閾値レベルを超える時間区間について血液散乱パワーの平均を算出し、この算出した血液散乱パワーを用いて被測定対象の組織の散乱パラメータを算出・表示するように構成したことを特徴とする超音波診断装置。

(3) 上記血液の血流速度あるいは血流パワーが閾値レベル以上の部位および時間区間にマーク(あるいは色)を表示するように構成したことを特徴とする請求項第(1)項、第(2)項記載の超音波診断装置。

(4) 上記推定した組織の散乱パラメータを時間的に変化するグラフとして表示するように構成したことを特徴とする請求項第(1)項ないし第(3)項記載の超音波診断装置。

3. 発明の詳細な説明

(概要)

受信した超音波信号から生体の散乱パラメータを算出・表示する超音波診断装置に関し、

超音波散乱特性の明確な血液の散乱パワーを用いて被測定対象の組織の散乱パワーを正規化することで被測定対象の組織の散乱パワーを定量的に算出・表示することを目的とし、

生体内の血液からの散乱パワーを算出する血液散乱パワー算出手段と、生体内の被測定対象の組織からの散乱パワーを算出する組織散乱パワー算出手段と、上記血液散乱パワー算出手段により算出した血液の散乱パワーから被測定対象の組織の位置における血液散乱パワーを推定し、この推定した血液散乱パワーによって、上記組織散乱パワー算出手段により算出した組織散乱パワーを正規化し、組織の散乱パラメータを算出する散乱パラメータ算出手段とを備え、この算出した被測定対象の組織の散乱パラメータを表示するように構成する。

(産業上の利用分野)

減衰してしまうため、更に、減衰の度合いも個々に違うため、得られる結果の絶対量は必ずしも病変部の状態を正しく反映したものとはなっていないという問題があった。これを解決するために、減衰に依存しない散乱パワーの精度の高い測定手法が要求されている。

本発明は、超音波散乱特性の明確な血液の散乱パワーを用いて被測定対象の組織の散乱パワーを正規化することで、被測定対象の組織の散乱パワーを定量的に算出・表示することを目的としている。

(課題を解決する手段)

第1図を参照して課題を解決する手段を説明する。

第1図において、血液散乱パワー算出手段6は、生体内の血液からの散乱パワーを算出し、それを用いて被測定対象の組織の位置における血液散乱パワーを推定するものである。

組織散乱パワー算出手段5は、生体内の被測定

本発明は、受信した超音波信号から生体の散乱パラメータを算出・表示する超音波診断装置に関するものである。近年、超音波を用いた診断法は、より定量的、質的診断によって診断精度を向上する要求が高まっている。組織の質を表現するものとして組織の音響特性、特に減衰特性、散乱特性の違いから組織の質を調べようとする試みがなされている。ここで、本発明は、音響特性のうち、散乱特性の1つである散乱パワー、即ち超音波の分野でIB(Integrated Backscatter)と呼ばれるものを定量的に正確に求め、表示する手法に関するものである。

(従来の技術と発明が解決しようとする課題)

従来、超音波を使って、心臓壁の散乱パワーを心拍に同期して観察すると、正常と、梗塞を起こした部位とでは、超音波散乱パワー(IB)の変化の度合いが違うことが知られている。

しかし、現実には体表から超音波を使って診断する場合、超音波が測定部位に至るまでにかなり

対象の組織からの散乱パワーを算出するものである。

散乱パラメータ算出手段7は、血液散乱パワー算出手段6により推定した被測定対象の組織の位置における血液散乱パワーによって、組織散乱パワー算出手段5により算出した組織散乱パワーを正規化し、散乱パラメータ(IB)を算出するものである。

(作用)

本発明は、第1図に示すように、生体の血液および被測定対象の組織から反射してきた超音波信号に基づいて、血液散乱パワー算出手段6が生体内の血液からの散乱パワーを算出し、それを用いて被測定対象の組織の位置における血液散乱パワーを推定し、組織散乱パワー算出手段5が生体内の被測定対象の組織からの散乱パワーを算出し、散乱パラメータ算出手段7が血液散乱パワー算出手段6により推定した被測定対象の組織の位置における血液散乱パワーによって、組織散乱パワー

算出手段5により算出した組織散乱パワーを正規化(除算)し、散乱パラメータを算出するようにしている。

従って、超音波散乱特性の明確な血液の散乱パワーから被測定対象の組織の位置における血液散乱パワーを推定し、この推定した散乱パワーによって被測定対象の組織からの散乱パワーを正規化し、散乱パラメータを算出することにより、組織の散乱パラメータ(1B)を定量的に算出して表示することが可能となる。

(実施例)

次に、第1図から第7図を用いて本発明の1実施例の構成および動作を順次詳細に説明する。

第1図において、超音波プローブ1は、超音波ビーム11の方向に超音波を放射し、反射して帰ってきた反射波を受信するものである。

送信回路3は、予め定めたタイミングに従って超音波パルスを生成するものである。この生成された超音波パルスは、送信アンプ2で増幅され、

およびBモード像、Mモード像、心電図などを表示するディスプレイである。

組織10は、本実施例に係わる被測定対象の組織である。この組織10中の組織領域Bが散乱パラメータを求めようとしている領域である。

血液領域Aは、散乱パワーが公知の血液が流れている領域である。

第2図は1B(Integrated Backscatter)の計測方法説明図を示す。

第2図(イ)において、超音波プローブ1から超音波ビーム11を図示のように放射する。そして、深さZ1の位置における血液が存在する血液参照部位Aからの散乱パワーを算出し、この算出した散乱パワーから深さZ3における血液散乱パワーを推定する。また、深さZ3の組織部位Bからの散乱パワーを算出する。ここで、深さZ2の位置には、血液と組織とを分ける壁が図示のように存在する。次に、この深さZ3の組織部位Bの散乱パワーと、深さZ1の血液の散乱パワーから推定した深さZ3の位置における血液散乱パワー

超音波プローブ1を駆動し、超音波を放射する。

受信アンプ4は、超音波プローブ1によって受信した信号を増幅するものである。

組織散乱パワー算出手段5は、図中の組織領域Bから反射した超音波の散乱パワーを算出するものである。

血液散乱パワー算出手段6は、図中の血液領域Aから反射した超音波の散乱パワーを算出し、それを用いて被測定対象の組織の位置における血液散乱パワーを推定するものである。

散乱パラメータ算出手段7は、血液散乱パワー算出手段6により推定した被測定対象の組織の位置における血液散乱パワーによって、組織散乱パワー算出手段5により算出した組織散乱パワーを正規化(除算)し、散乱パラメータ(1B)を算出するものである。

超音波画像生成部8は、既知のBモード像、Mモード像などを生成するものである。

表示装置9は、散乱パラメータ算出手段7によって算出した本実施例に係わる散乱パラメータ、

とから、深さZ3の位置における組織の散乱パラメータの算出について、式を用いて説明する。

送信超音波パルスの周波数特性を $I(f)$ 、組織からの散乱パワーを $P_r(z)$ 、血液からの散乱パワーを $P_b(z)$ 、超音波プローブの送受信特性や音場特性を含めた特性を $F(f, z)$ 、深さ z までの往復の減衰特性を $A(f, z)$ 、血液の散乱特性を b, f^* とすると、深さZ1における血液散乱パワーは、下式(1)のように表現される。

$$P_b(z1) = \int_{-\infty}^{\infty} I(f) F(f, z1) A(f, z1) b \cdot f^* df \cdots \cdots (1)$$

この式(1)の散乱パワーから、深さZ3における散乱パワーは近似的に次式のように推定できる。

$$P_r(z3) = P_r(z1) \int_{-\infty}^{\infty} G(f, z3; z1) A_r(f, z2; z1) A_r(f, z3; z2) df \cdots \cdots (2)$$

ここで、

$G(f, z3; z1)$ は深さZ1と深さZ3との間の音場変化の補正項

$A_a(f, z2; z1)$ は、深さ $z1$ と深さ $z2$ との間の血液の減衰特性

$A_r(f, z3; z2)$ は、深さ $z2$ と深さ $z3$ との間の組織の減衰特性

である。従って、

$$A(f, z3) = A(f, z1) A_a(f, z2; z1) A_r(f, z3; z2) \\ G(f, z3; z1) = F(f, z3) / F(f, z1)$$

という関係がある。

また、深さ $z3$ における組織の散乱パワーは、下式(3)によって表現できる。

$$P_r(z3) = \int_{-\infty}^{\infty} |f(f)| F(f, z3) A(f, z3) \\ b_r f^2 df \dots \dots \dots (3)$$

ここで、式(3)を式(2)で正規化すると、下式(4)となる。

$$P(z3) = P_r(z3) / P_a(z3) \dots \dots \dots (4)$$

ここで、式(4)は、血液散乱パワーを基準とした時の組織の散乱パラメータを表し、本実施例は、これを I_B と呼ぶ。

第2図(ロ)は、式(4)で計算した I_B を時間的

血液パワーを利用することで、実質部で発生する多重反射の影響の少ない血液散乱パラメータを算出するようにしてもよい。

第4図は、本発明の具体例構成図を示す。

第4図において、受信信号4-1は、超音波プローブ1から受信した信号を示す。

f^{-n} 特性LPF6-1は、 f^{-n} の特性を持つローパスフィルタである。血液の散乱特性は、周波数 f 、散乱強度(あるいは微分散乱断面積)を b とすると、 $b \propto f^{-n}$ であることが知られているので、 f^{-n} の特性を持つフィルタを通過させることにより、周波数に対して一定の散乱特性を持つ信号を得ることができる。尚、 n を他の値に設定するようにしてもよい。

ドブラ検出器6-2は直交検波器6-2-1、MTIフィルタ、血流速度検出手段6-2-2、パワー算出手段6-2-3などから構成され、血流速度、血液からの散乱パワーを算出するものである。

血液参照時間区間検出手段6-3は、血液速度

なグラフとして表したものである。本実施例の I_B は、個人差の少ない血液の散乱パワーを基準とし、組織の散乱パワーを推定しているため、この測定した I_B は精度の高い絶対値を表している。従って、従来の相対値の I_B 表示に比し、精度の高い I_B の絶対値も合わせて診断に供することが可能となる。

第2図(ハ)は、第2図(ロ)に時間軸を合わせた心電図を表す。

第3図は、血液散乱波の説明図を示す。

第3図(イ)は、第3図(ロ)に示す実質部(組織)および血液からの散乱波(受信信号振幅)を対応づけて示したものである。この散乱波から判明するように、血液からの散乱パワーは、組織からの散乱パワーに比べてかなり小さい。また、組織と血液との間の壁から、大きな反射が帰ってくるが多い。このため、組織で起こる多重反射の影響が血液の反射波に重なり、精度良く血液の散乱パワーを算出するのが難しいので、後述する第4図ドブラ検出器6-2によって求めた

あるいは血液の散乱パワーが閾値を超える時間区間(時相)を検出するものである(第5図参照)。

6-4は、血流速度によって血液からの散乱パワーが変動する分を補償したり、あるいは被検者の赤血球の体積分率のバラツキによる血液散乱パワーの変動分を補償するものである。

6-6は、血液参照時間区間検出手段6-3によって検出された時間区間、あるいは外部指定6-5によって指定された時間区間内で、血液からの散乱パワーを平均するものである。

6-7は、血流が非常に遅く血液からの散乱パワーを十分に取れない時相の血液からの散乱パワーを m 次補間するものである(第5図(ホ)は1次補間している)。

6-8は、式(2)で示すような深さを変えた時の補正手段である。

6-9は、各走査線間で得られる血液からの散乱パワーの空間平均を行うものである。

5-1は、組織からの散乱パワーを算出するものである。

5-2は、各走査線で得られる組織からの散乱パワーの空間平均を行うものである。

7-1は、第1図の血液参照部位A、組織部位Bに示すようなROIやマーカを指定したり、あるいはROIやマーカが壁運動に追従する機能を動作させたりするものである。

7-2は、既述した散乱パラメータを算出するものである。

7-3は、心筋方向と超音波とのなす角度によって、散乱パラメータが変化する量を補正するものである。

8-1は、超音波診断装置からの画像、心電図などの情報である。

9-1は、表示制御を行うものである。

9-2は、表示するディスプレイなどである。

第5図は、血液参照時間区間（時相）・部位の説明図を示す。

第5図（イ）は、Bモード像の表示領域と、血液散乱パワーの算出可能領域（B1、B2）と、測定可能な組織の領域（T1、T2、T3）を示す。

第6図（ニ）は、血液参照時相マーカを示す。

第6図（ホ）は、Mモード像上に散乱パラメータをカラー表示した例を示す。ここで、第6図（イ）ないし（ニ）について、任意に組み合わせ、ディスプレイ上に表示する。

第7図は、散乱パラメータの表示例を示す。

第7図（イ）は、カラードブラの表示されたBモード像上で散乱パラメータをカラー表示した例を示す。また、領域を表すROIも表示している。この図では、カラードブラと散乱パラメータとを同時に表示しているが、別々の画面に分けて、あるいは散乱パラメータのみを表示してもよい。

第7図（ロ）は、Bモード像をフリーズした状態で、心筋方向にマーカを設定し、走査線方向となす角度による角度依存性を補正するためのものである。補正係数を例えば第7図（ハ）に示すように与える。

第7図（ニ）は、血液を参照とした空間的な組織の散乱パラメータ（IB）をプロフィール化して表示したものである。

す。

第5図（ロ）は、心電図を示す。

第5図（ハ）は、血液散乱パワーがある閾値レベル以上に達する時間区間にマーカを付与して両者を表示したものである。

第5図（ニ）は、血流速度と当該血液の流速がある閾値レベル以上に達する時間区間にマーカを付けて両者を表示したものである。

第5（ホ）は、点線で示すように散乱パワーのある区間を1次補間したものである。この補間により、全ての時相における組織の散乱パラメータを求めることが可能となる。

第6図は、散乱パラメータの表示例を示す。

第6図（イ）は、Bモード像の表示領域と、血液参照領域B1、B2の血液散乱パワーを使って、組織T1、T2の組織の散乱パラメータの算出の様子を示す。

第6図（ロ）は、心電図である。

第6図（ハ）は、組織T1、T2の散乱パラメータの時間的に変化する状態の表示例を示す。

（発明の効果）

以上説明したように、本発明によれば、超音波散乱特性の明確な血液の散乱パワーから被測定対象の組織の位置における血液散乱パワーを推定し、この推定した血液散乱パワーによって被測定対象の組織からの散乱パワーを正規化（除算）し、散乱パラメータ（IB）を算出し、表示する構成を採用しているため、減衰による影響を除去し、組織の散乱パラメータ（IB）を定量的に推定することができる。そして、この推定した組織の定量的な散乱パラメータを画面上にBモード像、心電図などと併せて表示し、診断精度を向上させることが可能となる。

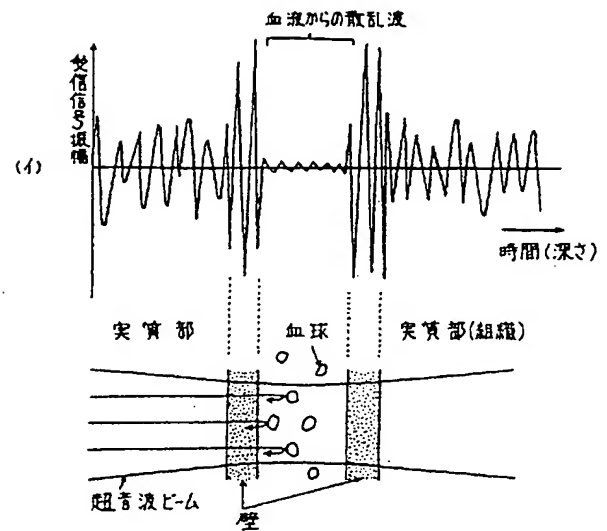
4. 図面の簡単な説明

第1図は本発明の1実施例構成図、第2図はIBの計測方法説明図、第3図は血液散乱波の説明図、第4図は本発明の具体例構成図、第5図は血液参照時間区間（時相）・部位の説明図、第6図、

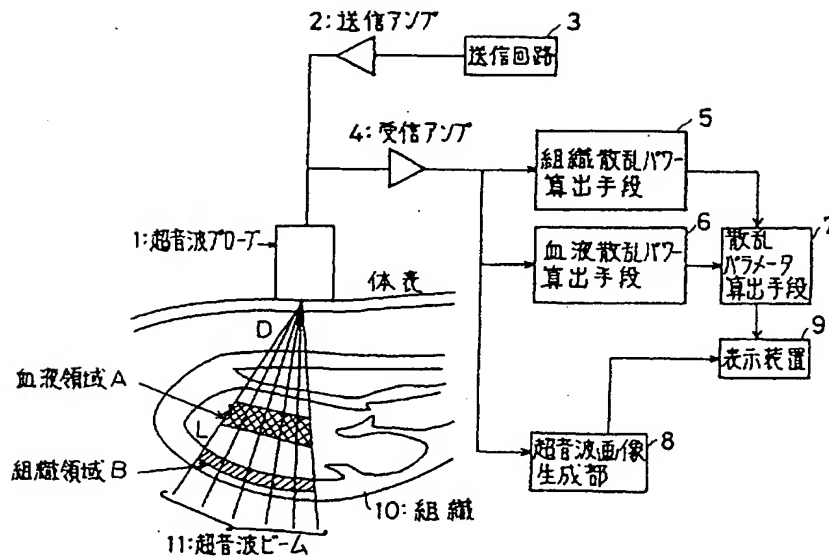
第7図は散乱パラメータの表示例を示す。

図中、1は超音波プローブ、5は組織散乱パワー算出手段、6は血液散乱パワー算出手段、6-2はドプラ検出器、6-3は血液参照時間区間検出手段、7、7-2は散乱パラメータ算出手段、9は表示装置を表す。

特許出願人 富士通株式会社
代理人弁理士 岡田 守弘

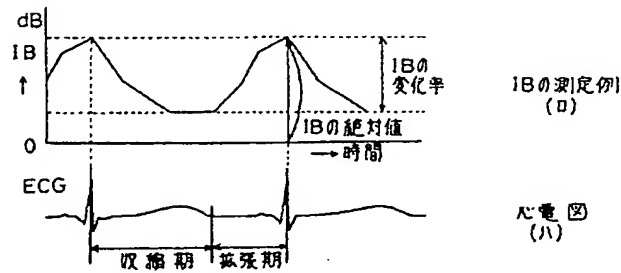
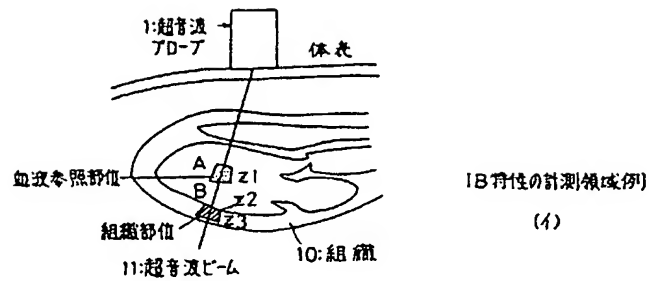


血液散乱波の説明図
第3図



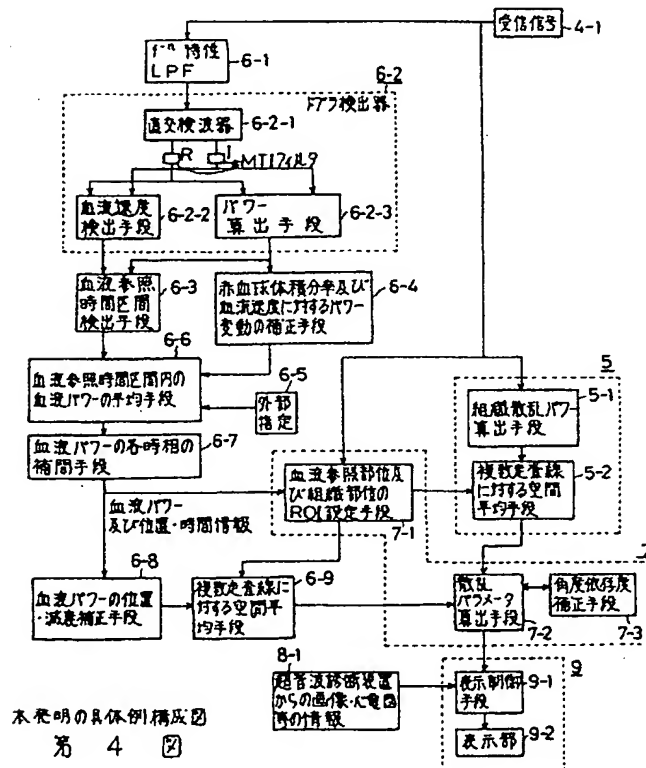
本発明の1実施例構成図

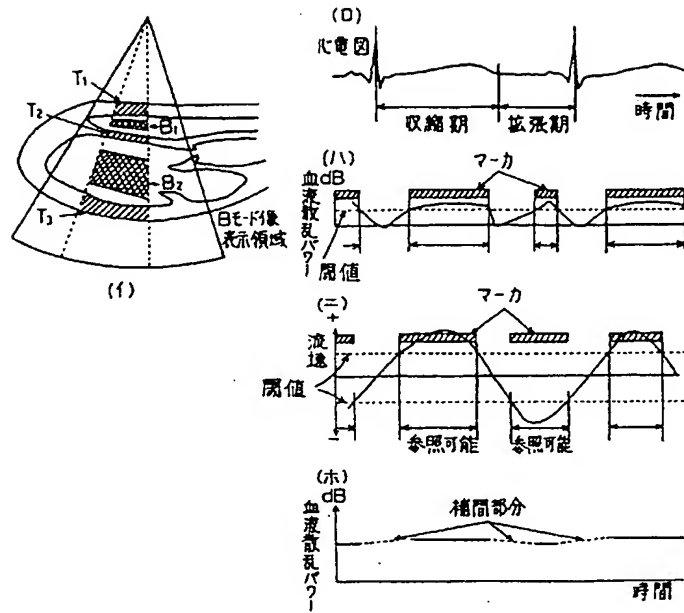
第1図



IB (Integrated Backscatter) の計測方法説明図

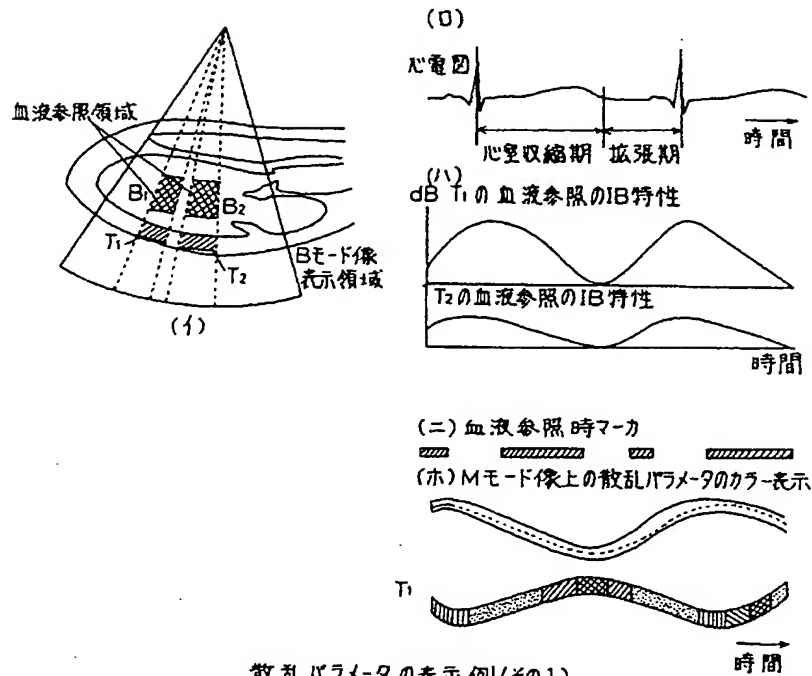
第 2 図





血液参照時間区間(時相)・部位の説明図

第 5 図



散乱パラメータの表示例(その1)

第 6 図

